

# SCHIFF HARDIN & WAITE

A Partnership Including Professional Corporations

6600 Sears Tower, Chicago, Illinois 60606-6473  
Telephone (312) 258-5500 Facsimile (312) 258-5700

Chicago  
Washington  
New York  
Merrillville  
Dublin  
Lake Forest

December 2, 2003

Commissioner for Patents  
Mail Stop Patent Application  
Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Re: Proposed Patent Application for THORSTEN FEIWEIER entitled "METHOD  
FOR DETERMINING THE B<sub>1</sub> FIELD STRENGTH IN MR  
MEASUREMENTS", Attorney Docket No. P03,0478

S I R:

Under the provisions of 37 CFR § 1.41 (c), I am filing the attached application with 19 claims, abstract of the disclosure, 8 sheets of drawings, an unexecuted declaration, a certified copy of German application 102 56 210.5 and a filing fee on behalf of THORSTEN FEIWEIER and request that the application papers be assigned a serial number and filing date.

On behalf of the inventor(s), I hereby claim priority from German Application No. 102 56 210.5 filed December 02, 2002.

I request that the application be assigned a Serial No. and Filing Date pursuant to the provisions of 37 C.F.R. § 1.53(b) and 37 C.F.R. § 1.53(f).

Respectfully submitted,



---

Steven H. Noll (Reg. No. 29,982)  
Customer No. 26574  
Attorney for Applicant

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 56 210.5

**Anmeldetag:** 2. Dezember 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren zur Bestimmung der  $B_1$ -Feldstärke  
bei MR-Messungen

**IPC:** G 01 R, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 29. August 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

Letang

## Beschreibung

Verfahren zur Bestimmung der  $B_1$ -Feldstärke bei MR-Messungen

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung der Feldstärke von Hochfrequenzpulsen, welche bei einer Magnetresonanz-Messung von einer Antenne einer Magnetresonanz-Messeinrichtung ausgesendet werden. Darüber hinaus betrifft die Erfindung eine Magnetresonanz-Messeinrichtung mit ent-  
10 sprechenden Mitteln zur Bestimmung der Feldstärke von ausgesandten Hochfrequenzpulsen.

Bei der Magnetresonanztomographie, auch Kernspintomographie genannt, handelt es sich um eine inzwischen weitverbreitete  
15 Technik zur Gewinnung von Bildern des Körperinneren eines lebenden Untersuchungsobjekts. Um mit diesem Verfahren ein Bild zu gewinnen, muss zunächst der Körper bzw. der zu untersuchende Körperteil des Probanden einem möglichst homogenen statischen Grundmagnetfeld (meist als  $B_0$ -Feld bezeichnet)  
20 ausgesetzt werden, welches von einem Grundfeldmagneten der Magnetresonanz-Messeinrichtung erzeugt wird. Diesem Grundmagnetfeld werden während der Aufnahme der Magnetresonanzbilder schnellgeschaltete Gradientenfelder zur Ortskodierung überlagert, die von sog. Gradientenspulen erzeugt werden. Außerdem  
25 werden mit Hochfrequenzantennen Hochfrequenzpulse einer definierten Feldstärke in das Untersuchungsobjekt eingestrahlt. Die magnetische Flussdichte dieser Hochfrequenzpulse wird üblicherweise mit  $B_1$  bezeichnet, bzw. das pulsförmige Hochfrequenzfeld wird im allgemeinen auch kurz  $B_1$ -Feld genannt. Mit-  
30 tels dieser Hochfrequenzpulse werden die Kernspins der Atome im Untersuchungsobjekt derart angeregt, dass sie um einen sogenannten „Anregungsflipwinkel“  $\alpha$  (im Folgenden auch kurz „Flipwinkel“  $\alpha$  genannt) aus ihrer Gleichgewichtslage parallel zum Grundmagnetfeld  $B_0$  ausgelenkt werden. Die Kernspins  
35 präzedieren dann um die Richtung des Grundmagnetfelds  $B_0$ . Die dadurch erzeugten Magnetresonanzsignale werden von Hochfrequenzempfangsantennen aufgenommen. Bei den Empfangsantennen

kann es sich entweder um die gleichen Antennen handeln, mit denen auch die Hochfrequenzpulse ausgestrahlt werden, oder um separate Empfangsantennen. Die Magnetresonanzbilder des Untersuchungsobjekts werden schließlich auf Basis der empfangenen Magnetresonanzsignale erstellt. Jeder Bildpunkt im Magnetresonanzbild ist dabei einem kleinen Körpervolumen, einem sogenannten „Voxel“, zugeordnet und jeder Helligkeits- oder Intensitätswert der Bildpunkte ist mit der aus diesem Voxel empfangenen Signalamplitude des Magnetresonanzsignals verknüpft. Der Zusammenhang zwischen dem resonant eingestrahlten  $B_1$ -Feld und dem damit erreichten Flipwinkel  $\alpha$  ist im Falle eines Rechteckpulses durch die Gleichung

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot \tau \quad (1)$$

gegeben, wobei  $\gamma$  das gyromagnetische Verhältnis, welches für die meisten Kernspinuntersuchungen als feststehende Materialkonstante angesehen werden kann, und  $\tau$  die Einwirkdauer des Hochfrequenzpulses ist. Der durch einen ausgesendeten Hochfrequenzpuls erreichte Flipwinkel  $\alpha$  und somit die Stärke des Magnetresonanzsignals hängt folglich außer von der Dauer des Pulses auch von der Stärke des eingestrahlten  $B_1$ -Feldes ab. Schwankungen in der Feldstärke des anregenden  $B_1$ -Feldes führen daher zu unerwünschten Variationen im empfangenen Magnetresonanzsignal, die das Messergebnis verfälschen können.

Ungünstigerweise zeigen aber die Hochfrequenzpulse gerade bei hohen magnetischen Feldstärken - die aufgrund des benötigten Magnetgrundfelds  $B_0$  von derzeit bis zu 3 Tesla in einem Kernspintomographen zwangsläufig gegeben sind - ein inhomogenes Eindringverhalten in leitfähigen und dielektrischen Medien wie z. B. Gewebe. Dies führt dazu, dass das  $B_1$ -Feld innerhalb des Messvolumens stark variieren kann. Um diese Variationen des  $B_1$ -Feldes bei der Messung, beispielsweise bei einer Justage des  $B_1$ -Feldes oder bei einer Auswertung der empfangenen Magnetresonanzsignale berücksichtigen zu können, wäre es sehr vorteilhaft, wenn der Effekt quantitativ bestimmt

werden könnte. Hierfür existiert bereits eine Reihe von verschiedenen Verfahren, die aber ungünstigerweise mit diversen Nachteilen verbunden sind.

5 Bei einem Verfahren wird eine Reihe von sogenannten Spin-Echo-Bildern aufgenommen, wobei zunächst ein erster Anregungspuls ausgesendet wird, der einen Flipwinkel  $\alpha$  bewirkt, und anschließend ein weiterer Anregungspuls, der einen Flipwinkel  $2 \cdot \alpha$  erzeugt. Danach wird das sogenannte „Echosignal“  
10 gemessen. Ein klassisches Beispiel für eine solche Spin-Echo-Aufnahme ist die Aussendung eines  $90^\circ$ -Impulses (d. h.  $\alpha = 90^\circ$ ) und eines nach einer bestimmten Zeitspanne folgenden  $180^\circ$ -Impulses. Um Informationen über die Feldstärke an den verschiedenen Orten innerhalb eines Messvolumens zu erhalten,  
15 werden mehrere Serien solcher Spin-Echo-Bilder mit verschiedenen Flipwinkeln  $\alpha$  gemessen. Da bekannt ist, dass die Abhängigkeit der Amplitude des Magnetresonanzsignals vom Winkel  $\alpha$  proportional zu  $\sin^3 \alpha$  sein sollte, lassen sich durch einen entsprechenden Fit von Kurven, die der Sollverteilung entsprechen, an die gemessene Verteilung der tatsächlich er-  
20 reichte Flipwinkel  $\alpha$  und gemäß Gleichung (1) auch das tatsächliche  $B_1$ -Feld für jeden einzelnen Bildpixel bestimmen. Der Nachteil solcher Messungen besteht darin, dass das Verfahren nur schichtweise durchgeführt werden kann, d. h. es  
25 wird selektiv nur eine bestimmte Schichtdicke des Volumens durch entsprechende Schaltung der Gradientenfelder während der Aussendung des Pulses angeregt. Dies ist zum einen mit einer sehr langen Messzeit von ca. 10 Minuten verbunden. Zum anderen gibt es aufgrund der Schichtselektion eine zusätzliche  
30 Flipwinkelverteilung längs der Schichtnormalen, die zu einem entsprechenden Messfehler führt.

Bei einem anderen Verfahren werden innerhalb einer Doppel-Echo-Sequenz zwei Bilder aufgenommen. Hierbei wird zunächst  
35 ein erster Hochfrequenzpuls ausgesendet, welcher den Kernspin um einen Flipwinkel  $\alpha$  verkippt, anschließend erfolgt nach einer bestimmten Zeit ein zweiter Puls, der zu einer weiteren

Verkipfung um  $2 \cdot \alpha$  führt. Nach Messung eines ersten Echos (Spin-Echo) wird dann ein weiterer  $\alpha$ -Impuls ausgesandt und ein zweites Echo (ein sog. stimulierte Echo) gemessen. Der an einem bestimmten Pixel erreichte Flipwinkel  $\alpha$  lässt sich

5 über die Bedingung  $\cos \alpha = A_2/A_1$  aus dem Verhältnis der an dem betreffenden Pixel gemessenen Amplitude  $A_2$  des zweiten Echsignals zur Amplitude  $A_1$  des ersten Echsignals bestimmen. Mittels Gleichung (1) lässt sich daraus wieder das tatsächlich am jeweiligen Ort vorliegende  $B_1$ -Feld ermitteln.

10 Auch dieses Verfahren ist jedoch nur schichtweise durchführbar. Aufgrund dieser Schichtselektion kommt es somit auch hier zu einer zusätzlichen Flipwinkelverteilung längs der Schichtnormalen mit dem entsprechenden Messfehler. Alternativ müsste die Messung auf eine Einzelschichtaufnahme, beispielsweise auf eine Messung einer besonders breiten Schicht, welche das gesamte Volumen integrativ umfasst, beschränkt werden.

Bei einem dritten Verfahren, welches im Folgenden als „RF-Field“-Verfahren bezeichnet wird, wird zunächst eine volumen-

20 selektive Anregung mit einem großen Flipwinkel  $\alpha$  durchgeführt. Unter großen Flipwinkeln sind hierbei Flipwinkel von beispielsweise  $720^\circ$  und mehr zu verstehen. Anschließend erfolgt eine sogenannte schichtselektive Spin-Echo-Refokussierung. In den auf diese Weise gemessenen Bildern zeigen sich Streifenmuster, wobei alle Anregungen, die einen bestimmten Flipwinkel  $\alpha$  oder ein beliebiges Vielfaches dieses Flipwinkels  $\alpha$  erreichen, die gleiche Signalintensität aufweisen. D. h. Orte, an denen ein Flipwinkel von  $\alpha = 180^\circ$  erreicht wird,

25 werden identisch dargestellt wie Orte mit  $360^\circ$ -Flipwinkel oder  $540^\circ$ -Flipwinkel. Dieses Verfahren hat jedoch zum einen wieder den Nachteil, dass nur einzelne Schichten hiermit untersucht werden können. Zum anderen sind, insbesondere bei in-vivo-Messungen, d. h. bei Messungen innerhalb eines Pro-

30 banden während der Untersuchung, nur qualitative Auswertungen möglich.

35

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Alternative zu dem vorgenannten Stand der Technik zu schaffen, die eine sehr schnelle Bestimmung der  $B_1$ -Feldstärke ermöglicht und wobei insbesondere die bei den oben genannten Schichtverfahren intrinsisch auftretende Flipwinkelverteilung längs der Schichtnormalen auf die Messergebnisse keinen Einfluss hat.

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 1 und durch eine Magnetresonanz-Messeinrichtung gemäß Patentanspruch 16 gelöst.

Erfindungsgemäß wird hierbei zunächst ein durch einen bestimmten Hochfrequenzpuls oder eine bestimmte Hochfrequenzpuls-Sequenz angeregtes Magnetresonanzsignal gemessen und daraus eine Phasenlage des Magnetresonanzsignals ermittelt. Auf Basis dieser Phasenlage wird dann die  $B_1$ -Feldstärke ermittelt. Hierbei wird ausgenutzt, dass die lokale  $B_1$ -Feld-Amplitude eindeutig einer Phase der durch einen geeigneten Anregungspuls erreichten Transversalmagnetisierung zugeordnet werden kann. D. h. bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird die Phaseninformation des MR-Signals zur Ermittlung der  $B_1$ -Feldamplitude genutzt und nicht die Amplitude der Transversalmagnetisierung. Da bei Verwendung eines Gradienten-Echo-Verfahrens zwar die Amplitude der Transversalmagnetisierung von der örtlich unterschiedlichen Längsrelaxationszeit  $T_1$  und Querrelaxationszeit  $T_2$  abhängt, die verwendete Phaseninformationen jedoch nicht, ist es folglich bei dem erfindungsgemäßen Verfahren möglich, die Messung mit einem „echten“ dreidimensionalen Gradientenecho-Verfahren, beispielsweise mit einer in eine Richtung frequenzcodierten und in zwei Richtungen phasencodierten Ortsauflösung zu messen. Somit ist zum einen keine schichtselektive Anregung notwendig, wodurch der Messfehler durch die Flipwinkelverteilung entlang der Schichtnormalen vermieden wird. Zum anderen kann durch die Verwendung des Gradientenecho-Verfahrens die Messzeit außerordentlich kurz gehalten werden. So sind beispielsweise Messzeiten von unter einer Minute erreichbar. Für die Messungen wird daher

besonders bevorzugt ein Gradientenecho-Verfahren genutzt. Prinzipiell können die Messungen aber auch mit anderen Verfahren erfolgen.

5 Eine erfindungsgemäße Magnetresonanzmesseinrichtung muss insbesondere eine Feldstärkenmesseinrichtung aufweisen, welche zur Ermittlung der  $B_1$ -Feldstärke die Aussendung des bestimmten Hochfrequenzpulses bzw. der bestimmten Hochfrequenzpuls-Sequenz veranlasst und anschließend die Phasenlage eines da-  
10 von angeregten gemessenen Magnetresonanzsignals ermittelt und auf Basis dieser Phasenlage die Feldstärke ermittelt. Diese Feldstärkenmesseinrichtung ist vorzugsweise in die übliche Steuereinrichtung, die zur Steuerung der Magnetresonanz-Messeinrichtung genutzt wird, integriert. Insbesondere kann sie  
15 auch mehrteilig ausgebildet sein, d. h. aus verschiedenen Modulen bestehen, welche in die unterschiedlichsten Komponenten der Steuereinrichtung integriert sind. Vorzugsweise erfolgt die Realisierung in Form eines Softwaremoduls, welches als  $B_1$ -Messprogramm innerhalb einer rechnergestützten Steuereinrichtung der Magnetresonanz-Messeinrichtung aufgerufen werden  
20 kann. Unter rechnergestützter Steuereinrichtung ist hierbei eine Steuereinrichtung zu verstehen, welche mit einem geeigneten Prozessor sowie weiteren Komponenten ausgestattet ist, um die vorgesehenen Steuerprogramme auszuführen.

25 Die abhängigen Ansprüche enthalten besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung.

Prinzipiell ist es möglich, die Messverfahren integrativ  
30 durchzuführen, d. h. dass die  $B_1$ -Feldstärke innerhalb eines größeren Messvolumens nicht orts aufgelöst bestimmt wird. Eine solche Messung ist natürlich besonders schnell durchführbar. Bei einem besonders bevorzugten Verfahren wird aber das Magnetresonanzsignal innerhalb eines bestimmten Messvolumens  
35 orts aufgelöst angeregt und/oder gemessen und daraus eine ortsabhängige Phasenlage des Magnetresonanzsignals ermittelt. Anhand dieser ortsabhängigen Phasenlage kann schließlich die



Feldstärke in Abhängigkeit vom jeweiligen Ort, d. h. prinzipiell für jedes einzelne Voxel innerhalb des Messvolumens ermittelt werden.

5 Die Auswertung der Phasenlage erfolgt vorzugsweise so, dass zunächst ein aufgrund eines anregenden Hochfrequenzpulses bzw. einer Hochfrequenzpuls-Sequenz erreichter Flipwinkel ermittelt wird und auf Basis des erreichten Flipwinkels dann gemäß der eingangs genannten Gleichung (1) die Feldstärke er-  
10 mittelt wird.

Bei einem besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel wird zur Anregung des Kernresonanzsignals ein phasenmodulierter Hochfrequenzpuls bzw. eine phasenmodulierte Hochfrequenzpuls-  
15 Sequenz verwendet. Die Phase ist dabei vorzugsweise derart moduliert, dass die Kernspins innerhalb eines Messvolumens zunächst eine bestimmte Zeitspanne lang um eine erste senkrecht zum magnetischen Grundfeld verlaufende Achse gedreht werden und anschließend eine weitere bestimmte Zeitspanne  
20 lang um eine ebenfalls senkrecht zu der Richtung des magnetischen Grundfeldes, jedoch quer zur ersten Achse verlaufende zweite Achse verdreht werden. Von dem mit einem solchen Anregungspuls eingestellten Phasenwinkel der Transversalmagnetisierung, welcher der Phasenlage des gemessenen Magnetresonanzsignals entspricht, kann unmittelbar und eindeutig auf  
25 den bei der Verkippung um die erste Achse erreichten Flipwinkel  $\alpha$  zurückgeschlossen werden, welcher wiederum ein Maß für das an dem jeweiligen Ort erreichte  $B_1$ -Feld ist.

30 Im Prinzip kann jedoch eine beliebige Pulsform verwendet werden. Wesentlich ist nur, dass der Anregungspuls zu einer messbaren und von  $B_1$  abhängenden Phasenlage des Magnetresonanzsignals führt, um diese anschließend auswerten zu können. Insbesondere kann auch eine Sequenz von mehreren aufeinander  
35 folgenden Pulsen mit unterschiedlichen Phasen verwendet werden.

Des Weiteren kann auch ein Puls verwendet werden, welcher im Zeitspektrum die übliche sinc-Form aufweist, die im Ortsraum einem Rechteckimpuls entspricht. Mit einem solchen Puls kann eine Schicht mit einer relativ exakten Schichtdicke angeregt werden. Da jedoch bei der Messung vorzugsweise ein echtes dreidimensionales Gradientenecho-Verfahren genutzt wird und somit keine selektive Anregung erforderlich ist, ist es in der Regel nicht notwendig, einen Puls mit einer solchen Pulsform einzusetzen.

Besonders bevorzugt wird daher ein phasenmodulierter Rechteckpuls verwendet, d. h. ein Impuls, welcher innerhalb des Zeitspektrums rechteckig ist und zu einem genau definierten Zeitpunkt beginnt und zu einem weiteren definierten Zeitpunkt endet. Die Phasenmodulation kann hierbei derart erfolgen, dass zu einem genau bestimmten Zeitpunkt zwischen dem Startzeitpunkt und dem Endzeitpunkt des Signals ein Phasensprung erfolgt, um so zunächst die oben beschriebene Verkippung um eine erste Achse und anschließend ab einem genau definierten Zeitpunkt - dem Zeitpunkt des Phasensprungs - eine Verkippung um die zweite Achse zu erreichen. Vorzugsweise beträgt dieser Phasensprung genau  $90^\circ$ , was der ebenfalls oben bereits formulierten Bedingung entspricht, dass die zweite Achse, um die der Kernspin während des zweiten Teils des Signals verkippt wird, senkrecht zur ersten Achse liegt, um die die Verkippung während des ersten Teils des Signals erfolgt.

Da rein messtechnisch die Interpretation einer absoluten Phasenlage in einem realen System aufgrund einer Vielzahl von unterschiedlichen Einflüssen mit Problemen behaftet ist, wird vorzugsweise ein Verfahren verwendet, das auf der Auswertung von Phasendifferenzen beruht. D. h. es werden zur Ermittlung der  $B_1$ -Feldstärke in zwei separaten - vorzugsweise direkt aufeinanderfolgenden - Messungen jeweils durch Hochfrequenzpulse bzw. Hochfrequenzpuls-Sequenzen angeregte Magnetresonanzsignale gemessen und dabei jeweils die Phasenlagen der Signale ermittelt. Aus den bei den jeweiligen Messungen er-

haltenen Phasenlagen wird dann eine Phasendifferenz bestimmt, anhand derer die Feldstärke ermittelt wird. Dabei ist es auch möglich, mehr als zwei Messungen durchzuführen und zwischen den Messungen jeweils die Phasendifferenzen zu ermitteln.

5 Grundsätzlich reichen jedoch zwei Messungen aus.

Vorzugsweise unterscheiden sich die Messungen bis auf eine Verwendung unterschiedlicher Hochfrequenzpulse bzw. Hochfrequenzpuls-Sequenzen nicht, d. h. es wird ein identisches

10 Messverfahren angewendet.

Bei einem besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel wird zur Anregung des Magnetresonanzsignals bei einer der Messungen ein Hochfrequenzpuls oder eine Hochfrequenzpuls-Sequenz ver-

15 wendet, welche mit einer bestimmten Phase beginnt und wobei die Phase nach einer bestimmten Zeitspanne um einen bestimmten Wert in eine erste Richtung verschoben wird. Bei der anderen der Messungen wird dann ein Hochfrequenzpuls bzw. eine Hochfrequenzpuls-Sequenz verwendet, welche mit der gleichen

20 Phase beginnt wie der bei der ersten Messung verwendete Hochfrequenzpuls bzw. die Hochfrequenzpuls-Sequenz, wobei die Phase dann nach der gleichen Zeitspanne um den gleichen Wert, jedoch in die entgegengesetzte Richtung verschoben wird. D. h. es wird beispielsweise bei der ersten Messung

25 zunächst mit einer bestimmten Phase gemessen, wobei ab einem bestimmten Zeitpunkt ein Phasensprung von  $90^\circ$  erfolgt, und bei der zweiten Messung wird zunächst mit der gleichen Phase gemessen, wobei dann zum gleichen Zeitpunkt ein Phasensprung um  $-90^\circ$  erfolgt. Bis zu besagtem Phasensprung-Zeitpunkt

30 verläuft die Evolution der Magnetisierung folglich in beiden Messungen vollkommen identisch, wodurch jeweils zunächst die Kernspins innerhalb des Messvolumens eine bestimmte Zeitspanne lang um eine erste Achse gedreht werden. Ab dem besagten Phasensprung-Zeitpunkt werden dann bei der ersten

35 Messung die Kernspins um die zweite Achse in eine erste Richtung verdreht und bei der zweiten Messung um die gleiche Achse, aber in entgegengesetzter Richtung.

Da das angeregte Magnetresonanzsignal auch abhängig vom Grundmagnetfeld  $B_0$  ist, sind die mit diesem Messverfahren erzielten Ergebnisse umso besser, je größer das zum Messen ausgestrahlte  $B_1$ -Feld im Verhältnis zu möglichen Inhomogenitäten des Grundmagnetfelds  $B_0$  ist. Daher wird vorzugsweise zur Anregung des Magnetresonanzsignals ein kurzer intensiver Hochfrequenzpuls bzw. eine Sequenz von kurzen intensiven Hochfrequenzpulsen verwendet. Die Begriffe „kurz“ und „intensiv“ sind hier so zu verstehen, dass dementsprechend ein  $B_1$ -Feld erreicht wird, welches möglichst groß im Verhältnis zu den Abweichungen des Grundmagnetfelds  $B_0$  ist.

Sofern die Inhomogenitäten des Grundmagnetfelds in Abhängigkeit vom Ort bekannt sind, beispielsweise durch vorherige Messungen, Simulationen oder Berechnungen ermittelte Werte vorliegen, können diese bei einer erfindungsgemäßen ortsabhängigen Ermittlung der  $B_1$ -Feldstärke mitberücksichtigt werden.

Da mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens außerordentlich schnell auch ortsabhängige Verteilungen des ausgesendeten  $B_1$ -Felds in-vivo gemessen werden können, wird dadurch auch eine in-vivo-Justage der  $B_1$ -Feldstärke von Hochfrequenzpulsen während der Messung ermöglicht. Dabei wird vorzugsweise die Feldstärke in einem bestimmten, besonders interessierenden Volumenbereich eines Untersuchungsobjektes optimiert.

Ein solches Justageverfahren während der Untersuchung zur Optimierung der  $B_1$ -Feldstärke in einem bestimmten Volumenbereich des Untersuchungsobjektes ist im Übrigen grundsätzlich sinnvoll und kann, sofern die Daten über die  $B_1$ -Feldstärkeverteilung innerhalb des Untersuchungsobjektes mit anderen Verfahren ermittelt werden können, auch unabhängig von dem erfindungsgemäßen Messverfahren durchgeführt werden.

Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beige-fügten Figuren anhand eines Ausführungsbeispiels noch einmal näher erläutert. Es zeigen:

- 5    Figur 1 eine allgemeine Prinzipdarstellung eines phasenmodu-  
lierten Rechteckpulses zur Anregung des Magnetreso-  
nanzsignals für eine erfindungsgemäße Messung,  
Figur 2 eine schematische Darstellung eines ersten speziellen  
Ausführungsbeispiels des Rechteckpulses gemäß Figur  
10    1,  
Figur 3 eine schematische Darstellung eines zweiten speziel-  
len Ausführungsbeispiels des Rechteckpulses gemäß Fi-  
gur 1,  
Figur 4a bis 4c eine schematische Darstellung der Ausrichtung  
15    eines Magnetisierungsvektors im Grundmagnetfeld durch  
Einwirkung eines Hochfrequenzpulses nach Figur 2,  
Figur 5 eine Graphik, welche die Abhängigkeit der Phasenwin-  
kel  $\Phi$  der Transversalmagnetisierung des Magnetisie-  
rungsvektors gemäß Figur 4c in Abhängigkeit vom er-  
reichten Flipwinkel  $\alpha$  des Magnetisierungsvektors ge-  
20    mäß Figur 4b zeigt,  
Figur 6 eine Graphik, welche die Abhängigkeit des Differenz-  
phasenwinkels  $\Delta\Phi$  vom erreichten Flipwinkel  $\alpha$  zeigt,  
Figur 7 eine Graphik, welche die Abhängigkeit der longitudi-  
nalen Magnetisierung  $M_L$  in Abhängigkeit vom erreich-  
ten Flipwinkel  $\alpha$  zeigt,  
25    Figur 8 eine dreidimensionale Darstellung des erreichten  
Flipwinkels  $\alpha$  in Abhängigkeit vom eingestrahlten  $B_1$ -  
Feld und in Abhängigkeit von der Höhe der Abweichung  
 $\Delta B_0$  vom Grundmagnetfeld  $B_0$ ,  
30    Figur 9 eine dreidimensionale Darstellung der Abweichung des  
tatsächlich erreichten Flipwinkels  $\alpha_{ist}$  von einem the-  
oretisch erreichbaren Flipwinkel  $\alpha_{soll}$  in Abhängigkeit  
vom eingestrahlten  $B_1$ -Feld und in Abhängigkeit von  
35    der Höhe der Abweichung  $\Delta B_0$  vom Grundmagnetfeld  $B_0$ ,

Figur 10 eine herkömmlich gemessene RF-Feld-Aufnahme zur Ermittlung der Verteilung des  $B_1$ -Felds in einer Schicht durch ein Flaschenphantom in Transversalrichtung,

Figur 11 ein mit dem erfindungsgemäßen Verfahren aufgenommenes Vergleichsbild durch dieselbe Schicht desselben Flaschenphantoms wie in Fig. 10,

Figur 12 eine herkömmlich gemessene RF-Feld-Aufnahme zur Ermittlung der Verteilung des  $B_1$ -Felds in einer Schicht durch das Flaschenphantom gemäß Fig. 10, jedoch in Sagittalrichtung,

Figur 13 ein mit dem erfindungsgemäßen Verfahren aufgenommenes Vergleichsbild durch dieselbe Schicht desselben Flaschenphantoms wie in Fig. 12,

Figur 14 ein Prinzipschaltbild einer erfindungsgemäßen Magnetresonanz-Messeinrichtung.

Zur detaillierteren Erläuterung des Verfahrens wird zunächst gezeigt, wie mit einfachen Hochfrequenz-Anregungspulsen eine eindeutige Zuordnung zwischen einem Phasenwinkel der erreichten Transversalmagnetisierung, die sich als Phasenlage des Magnetresonanzsignals detektieren lässt, und der  $B_1$ -Feld-Amplitude möglich ist. Bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel wird dabei der Einfachheit halber - ohne Beschränkung der Erfindung in dieser Richtung - von einem Hochfrequenzpuls  $HF_1$ ,  $HF_2$  der Dauer  $t$  mit einem rechteckigen Amplitudenverlauf gemäß Fig. 1 ausgegangen. Dieser Hochfrequenzpuls  $HF_1$ ,  $HF_2$  liegt von einem Startzeitpunkt 0 bis zum Zeitpunkt  $t/(1+f)$  mit der Phase  $0^\circ$  an und danach mit der Phase  $90^\circ$  (die Angaben beziehen sich hierbei auf ein rotierendes Koordinatensystem bzw. das Wechselwirkungsbild). Bei dem Faktor  $f$  handelt es sich um einen konstanten Faktor.

Figur 2 zeigt ein spezielles Ausführungsbeispiel für den Fall  $f=1$ . Die einhüllende Pulsform des Hochfrequenzpulses  $HF_1$  entspricht hier der Rechteckform gemäß Figur 1. Die Trägerfrequenz des Hochfrequenzpulses  $HF_1$  entspricht der Magnetresonanzfrequenz. Das Signal beginnt zum Zeitpunkt 0 mit der Pha-

se 0 und zum Zeitpunkt  $t/2$  erfolgt ein Phasensprung  $P$  um  $90^\circ$ , so dass das Signal im zweiten Zeitraum  $[t/2, t]$  gegenüber dem Signal im ersten Zeitraum  $[0, t/2]$  um  $90^\circ$  phasenverschoben ist.

5

Die Figuren 4a bis 4c zeigen die Wirkung, die ein solcher Hochfrequenzpuls gemäß Figur 1 bzw. Figur 2 auf die Kernspins im betroffenen Messvolumen bzw. auf den Magnetisierungsvektor  $M$  hat.

10

Wird davon ausgegangen, dass ein magnetisches Grundfeld  $B_0$  in z-Richtung anliegt, so steht der Magnetisierungsvektor  $M$  ohne Einfluss des äußeren Hochfrequenzpulses parallel zum Grundmagnetfeld  $B_0$ . Er hat somit die Koordinaten  $M=(x,y,z)$

15

$=(0,0,1)$ . Durch den ersten Teil des mit einer Feldstärke  $B_1$  im Zeitraum  $[0, t/2]$  anliegenden Hochfrequenzpulses  $HF_1$  wird der Magnetisierungsvektor  $M$  zunächst um den Flipwinkel  $\alpha$  gemäß der eingangs genannten Gleichung (1) um die x-Achse gedreht.

20

Ausgehend von dieser Lage wird der Magnetisierungsvektor  $M$  dann durch den zweiten Teil des immer noch mit der Feldstärke  $B_1$  - jedoch mit verschobener Phase - anliegenden Pulses im Zeitraum  $[t/2, t]$  um einen Winkel  $f \cdot \alpha = \alpha$  (für  $f=1$ ) um die y-Achse gekippt (Figur 4c). Bei dem in der x/y-Ebene liegenden transversalen Anteil des Magnetisierungsvektors, d. h. für die Koordinaten des Transversalmagnetisierungsvektors  $M_T$ , welcher in Form des Magnetresonanzsignals messbar ist, ergeben sich die Koordinaten  $M_T=(x,y)=(\cos(\alpha) \cdot \sin(f \cdot \alpha), -\sin(\alpha))$ .

25

30

Der mit der y-Achse eingeschlossene Winkel  $\Phi_1$  dieses Transversalmagnetisierungsvektors  $M_T$  entspricht der Phasenlage des Vektors  $M_T$ . Er gibt auch die Phasenlage des messbaren Magnetresonanzsignals an. Nach der Regel  $\tan \Phi_1 = y/x$  ergibt sich

35

$$\Phi_1 = \text{atan}\left(\frac{-\sin\alpha}{\cos(\alpha) \cdot \sin(f \cdot \alpha)}\right) \quad (2)$$

Figur 5 zeigt die Abhängigkeit des Winkels  $\Phi_1$  von  $\alpha$  für den Fall  $f = 1$ . Diese Graphik zeigt, dass eine eindeutige Zuordnung des Winkels  $\Phi_1$  im Intervall  $[\pi, -\pi]$  zum Winkel  $\alpha$  im Intervall  $[0, 2\pi]$  möglich ist. D. h. es lässt sich prinzipiell aus der aus dem gemessenen Magnetresonanzsignal ermittelten Phasenlage der erreichte Anregungsflipwinkel  $\alpha$  und somit gemäß Gleichung (1) das am jeweiligen Ort tatsächlich vorliegende  $B_1$ -Feld bestimmen.

Da jedoch die Interpretation der absoluten Phasenlage in einem realen System schwierig ist, wird vorzugsweise das Verfahren dahingehend erweitert, dass eine Auswertung aufgrund von Phasendifferenzen erfolgen kann.

Dazu wird nach der Aussendung eines ersten Hochfrequenzpulses  $HF_1$  gemäß Figur 2 und der Messung des dadurch angeregten Magnetresonanzsignals noch einmal ein zusätzlicher Hochfrequenzpuls  $HF_2$  gemäß Figur 3 ausgesendet. Dieser beginnt mit der gleichen Phase wie der erste Hochfrequenzpuls  $HF_1$ . Ebenso wird auch beim zweiten Hochfrequenzpuls  $HF_2$  die Phase nach der gleichen Zeitspanne um den gleichen Wert wie beim ersten Hochfrequenzpuls  $HF_1$  verschoben, jedoch diesmal in entgegengesetzter Richtung.

Bei Einstrahlen dieses Hochfrequenzpulses  $HF_2$  erfolgt die Verkipfung des Magnetisierungsvektors  $M$  gemäß den Figuren 4a bis 4c um die x-Achse noch vollkommen identisch wie beim ersten Hochfrequenzpuls  $HF_1$ . Erst nach dem Phasensprung ändert sich das Bild insoweit, dass der Magnetisierungsvektor  $M$  nicht wie in Figur 4c entgegen dem Uhrzeigersinn, sondern stattdessen im Uhrzeigersinn um die y-Achse um den Winkel  $f \cdot \alpha = \alpha$  verkippt wird. D. h. bis zum Zeitpunkt  $t/(1+f) = t/2$  verläuft die Evolution der Magnetisierung in beiden Messungen identisch. Lediglich die anschließende Drehung um die y-Achse erfolgt mit unterschiedlichen Vorzeichen. Die Lage des transversalen Anteils des Magnetisierungsvektors  $M_T$  ist in Figur 4c gestrichelt dargestellt. Es ist zu sehen, dass hier eine



Phasenverschiebung um den Winkel  $\Phi_2$  erfolgt ist, wobei  $\Phi_1 = -\Phi_2$  gilt.

In Figur 6 ist für den bei den Hochfrequenzpulsen  $HF_1$ ,  $HF_2$  gemäß den Figuren 2 und 3 angenommenen Fall  $f=1$  die Phasendifferenz  $\Delta\Phi = \Phi_1 - \Phi_2$  der Transversalmagnetisierung  $M_T$  der beiden nach Anregung mit den Hochfrequenzpulsen  $HF_1$ ,  $HF_2$  gemessenen Magnetresonanzsignale als Funktion von  $\alpha$  aufgetragen. Diese Graphik zeigt, dass es zumindest im Intervall  $\alpha = [0, \pi]$  einen eindeutigen Zusammenhang zwischen der Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  und dem Anregungsflipwinkel  $\alpha$  gibt, so dass dementsprechend eindeutig auch von einer gemessenen Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  auf den Anregungsflipwinkel  $\alpha$  zurückgeschlossen werden kann.

Für den Spezialfall  $f=1$  ergibt sich aus Gleichung (2) folgender analytischer Zusammenhang:

$$\cos(\Delta\Phi) = \frac{\sin^2\alpha}{1 + \cos^2\alpha} \quad (3)$$

bzw.

$$\sin^2\alpha = \frac{2 \cdot \cos(\Delta\Phi)}{1 + \cos(\Delta\Phi)} \quad (4)$$

Für andere Werte von  $f$  lässt sich Gleichung (2) numerisch lösen und eine dementsprechend ähnliche Beziehung herstellen, so dass auch für diese Fälle prinzipiell eine eindeutige Zuordnung einer gemessenen Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  zu einem erreichten Flipwinkel  $\alpha$  herstellbar ist.

Figur 6 zeigt, dass bei sehr kleinem Flipwinkel  $\alpha$  aufgrund der geringen Steigung der Kurve eine Auswertung in diesem Bereich schwierig ist. Für Anregungsflipwinkel  $\alpha$  von über ca.  $10^\circ$  ist aber eine Auswertung problemlos möglich. Dementsprechend sollte das anregende Hochfrequenzsignal ausreichend stark gewählt werden, um entsprechende Anregungsflipwinkel von über  $15^\circ$  zu erreichen.

Das erfindungsgemäße Messverfahren zur dreidimensionalen Vermessung des  $B_1$ -Feldes verläuft auf Basis der vorgenannten Grundlagen wie folgt:

5 Es wird zunächst eine in zwei Dimensionen phasencodierte und in einer Dimension frequenzcodierte erste Gradientenecho-Messung durchgeführt, wobei als anregender Impuls ein Hochfrequenzpuls  $HF_1$  gemäß Figur 2 gewählt wird. Als Messergebnis erhält man eine dreidimensionale Matrix mit komplexen Mess-  
10 werten. Durch eine dreidimensionale Fourier-Transformation erhält man aus dieser 3-D-Matrix eine weitere 3-D-Matrix, deren Matrixelemente für jeden einzelnen Voxel innerhalb des Messvolumens die Amplitude und die Phase  $\Phi_1$  der Transversalmagnetisierung  $M_T$  enthalten.

15

Anschließend wird auf die gleiche Weise eine zweite 3-D-Gradientenecho-Messung durchgeführt, wobei nur ein Hochfrequenzpuls  $HF_2$  gemäß Figur 3 verwendet wird. Aus der aus dieser Messung erhaltenen 3-D-Matrix erhält man wieder durch eine  
20 Fourier-Transformation eine weitere 3-D-Matrix, deren Matrixelemente jeweils der gemessenen Phasenlage  $\Phi_2$  entspricht. Durch Differenzbildung der beiden dreidimensionalen Matrizen erhält man eine weitere 3-D-Matrix, deren Matrixelemente der Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  für die einzelnen Voxel entspricht. Anhand  
25 von Gleichung (3) lässt sich dann für jedes Voxel aus der Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  der dort erreichte Flipwinkel  $\alpha$  bestimmen, d. h. es wird eine neue 3-D-Matrix erzeugt, in welcher genau der erreichte Flipwinkel  $\alpha$  für die einzelnen Voxel wiedergegeben ist. Mittels Gleichung (1) kann dann eine Um-  
30 rechnung in das im jeweiligen Voxel effektiv vorliegende  $B_1$ -Feld erfolgen.

Wie bereits oben erwähnt, enthält das bei den beiden Gradientenecho-Messungen registrierte Magnetresonanzsignal jeweils  
35 auch Informationen über die Amplituden der Transversalmagnetisierung  $M_T$ . Die gemessene Amplitude geht nicht unmittelbar in die Auswertung ein. Sie spielt aber bei der Intensität des

messbaren Signals eine große Rolle. Figur 7 zeigt als Beispiel die Abhängigkeit der nach einer Anregung übrig bleibenden longitudinalen Magnetisierung  $M_L$  vom erreichten Flipwinkel  $\alpha$ . Es zeigt sich, dass bei kleinen Winkeln  $\alpha$  die Transversalmagnetisierung  $M_T$  und damit die Signalamplitude nur  
5 sehr gering ist.

Die Amplitudeninformation kann jedoch insoweit benutzt werden, um zu klären, ob die aus dem betreffenden Voxel erhaltenen Phaseninformationen verwertbar sind. Sofern eine sehr  
10 feine Ortsauflösung nicht erforderlich ist, kann vorzugsweise auch eine Kombination der Phasenlage über mehrere benachbarte Voxel zu einer gemeinsamen Phasenlage erfolgen. D. h. es wird beispielsweise vor der Differenzbildung zunächst ein Mittelwert, Median o. Ä. aller ermittelten Phasenlagen innerhalb  
15 einer Voxelgruppe gebildet, wobei die gemessenen Amplituden als Gewichtungsfaktoren verwendet werden können. Dadurch werden Phaseninformationen, die mit einer relativ hohen Amplitude gemessen werden, stärker bewertet als Phaseninformationen  
20 aus Voxeln, in denen die gemessene Amplitude nur gering ist. Eventuell auftretende lokale Messfehler lassen sich dadurch ausmitteln.

Die oben erläuterten mathematischen und physikalischen Ableitungen, auf denen das Messverfahren beruht, gelten für den  
25 Fall, dass das Hochfrequenzmagnetfeld  $B_1$  sehr viel größer ist als die Inhomogenitäten  $\Delta B_0$  des Grundmagnetfeldes  $B_0$ . Typischerweise sind  $B_1$ -Feldstärken erreichbar, mit denen durch einen Rechteckpuls von 0,5 ms Länge ein Anregungsflipwinkel  
30  $\alpha = \pi$  erreicht wird. Dies entspricht einer Feldstärke von  $B_1 = 20 \mu\text{T}$ . Dem stehen Grundfeldinhomogenitäten von ungefähr  $\Delta B_0 = 1 \text{ ppm} \cdot B_0$  gegenüber. In vielen Fällen kann folglich die Annahme, dass  $B_1$  sehr viel größer als  $\Delta B_0$  ist, näherungsweise als gegeben betrachtet werden. Problematisch kann der Fall bei  
35 Kernspintomographen mit hohen Feldstärken von beispielsweise 3 Tesla sein. In diesem Fall können die Grundfeldinhomogenitäten  $\Delta B_0$  ungefähr 3  $\mu\text{T}$  erreichen.

Analog kann auch der Einfluss der aufgrund der chemischen Verschiebung unterschiedlichen Präzessionsfrequenz von Fett- und Wassermagnetisierung betrachtet werden, sofern keine selektive Sättigung einer Magnetisierungsspezies erfolgt.

5

Zur Abschätzung der aufgrund dieses Effekts zu erwartenden Abweichung der gemessenen Flipwinkel von den tatsächlich an dem betreffenden Ort durch ein entsprechendes  $B_1$ -Feld (ohne die Inhomogenitäten des  $B_0$ -Felds) erreichbaren Flipwinkel wurden Simulationsrechnungen durchgeführt, bei denen die Bloch-Gleichungen für das Verhalten der Magnetisierung bei Hochfrequenzanregung im Fall  $B_1 \approx \Delta B_0$  numerisch gelöst wurden. Dabei wurde von einem Hochfrequenzanregungspuls mit einer Gesamtdauer  $t = 260 \mu s$  ausgegangen. Bei der Berechnung wurde eine Zeitschrittdiskretisierung von 1 ms verwendet.

10

15

Figur 8 zeigt ein Resultat dieser Simulation. Dargestellt ist der erreichte Flipwinkel  $\alpha$  als Funktion des eingestrahlten  $B_1$ -Feldes und als Funktion der Abweichungen  $\Delta B_0$  vom Grundmagnetfeld  $B_0$ . Die Abweichungen  $\Delta B_0$  betragen hier zwischen  $-14 \mu T$  und  $+14 \mu T$ . Das eingestrahlte Hochfrequenzfeld variiert von  $0 \mu T$  bis  $47 \mu T$ . Diese Graphik zeigt, dass in relativ guter Näherung der an einem bestimmten Ort erreichte Flipwinkel  $\alpha$  in erster Linie durch das eingestrahlte Hochfrequenzfeld  $B_1$  bestimmt wird und die Abweichung aufgrund der Inhomogenitäten des Grundmagnetfelds  $B_0$  nur sehr gering sind.

20

25

Sichtbar werden diese Abweichungen erst in einer Darstellung, in der direkt die Differenz  $\Delta\alpha$  zwischen dem erreichten Flipwinkel  $\alpha_{ist}$  und dem theoretisch erreichbaren Flipwinkel  $\alpha_{soll}$  (welcher bei einem homogenen Grundmagnetfeld  $B_0$  erreicht worden wäre) in Abhängigkeit von dem eingestrahlten Hochfrequenzfeld  $B_1$  und den Abweichungen  $\Delta B_0$  vom Grundmagnetfeld  $B_0$  aufgetragen ist. Die Abweichungen  $\Delta\alpha$  des Flipwinkels liegen hier zwischen  $0$  und  $4^\circ$ , wobei der Maximalwert von  $4^\circ$  lediglich oberhalb von  $\Delta B_0 = 10 \mu T$  erreicht wird. Innerhalb des zu erwartenden Rahmens der Grundfeldabweichung von  $3 \mu T$  bei sehr

30

35

großen Grundmagnetfeldern von 3T bewegen sich die Abweichungen des gemessenen Flipwinkels  $\alpha_{\text{ist}}$  vom theoretisch mit dem gegebenen  $B_1$ -Feld erreichbaren Flipwinkel  $\alpha_{\text{soll}}$  noch in einem akzeptablen Rahmen.

5

Sofern die Abweichungen des Grundmagnetfelds  $B_0$  in Abhängigkeit vom Ort bekannt sind, können diese Werte bei einer Auswertung der Messergebnisse nach dem erfindungsgemäßen Verfahren entsprechend nachkorrigiert werden. Hierzu brauchen lediglich die der Figur 9 zugrundeliegenden Werte in einer Look-up-Table notiert zu werden. Es kann dann für jedes Wertepaar, bestehend aus dem an einem bestimmten Ort gemessenen Anregungsflipwinkel  $\alpha$  und der aus dem  $B_0$ -Justageverfahren bekannten Abweichung  $\Delta B_0$  vom Grundmagnetfeld  $B_0$ , ein korrigierter Wert für den Anregungsflipwinkel  $\alpha$  ausgelesen werden. Verschiedenste Verfahren, um das Grundmagnetfeld  $B_0$  ortsauflöst zu messen, sind dem Fachmann bekannt.

10

15

20

Auf diese Weise ist es möglich, das erfindungsgemäße Verfahren selbst bei stärkeren Grundmagnetfeldinhomogenitäten mit relativ gutem Erfolg einzusetzen.

25

Die Figuren 10 bis 13 zeigen jeweils mit dem eingangs genannten, herkömmlichen RF-Field-Verfahren gemessene  $B_1$ -Feldverteilungen im direkten Vergleich mit Messungen gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren.

30

Die Experimente wurden dabei an einem 5-Liter-Flaschenphantom durchgeführt, welches mit einer Lastlösung aus  $H_2O$ , 1,25 g/l  $NiSO_4$  und 2,5 g/l  $NaCl$  gefüllt ist. Es wurde eine Feldstärke von 3T eingestellt, um bewusst starke  $B_1$ -Inhomogenitäten beobachten zu können.

35

Bei den RF-Field-Aufnahmen beträgt der Soll-Flipwinkel  $720^\circ$ , d. h. es wird kein Signal für  $\alpha = n \cdot 180$  erzeugt. Der Söldrehwinkel  $\alpha$  bei den Messungen nach dem erfindungsgemäßen

Verfahren beträgt  $40^\circ$ . Die weiteren Parameter für diese Testexperimente lauten:

Wiederholzeit:  $T_R = 50\text{ms}$   
5 Echozeit:  $T_E = 8\text{ms}$   
Field of View:  $350 \times 350 \times 350 \text{ mm}^3$   
Matrixgröße:  $32 \times 32 \times 32$   
Bandbreite:  $260 \text{ Hz/Pixel}$   
Aufnahmedauer:  $T_A = 1\text{min}:47\text{s}$

10 Eine weitere erhebliche Reduktion der Messzeit(=Aufnahmedauer) kann mittels dem Fachmann bekannter Verfahren (z. B. durch Multi-Gradientenecho-Verfahren und/oder elliptische Abtastung des k-Raums) erreicht werden.

15 Figur 10 zeigt zunächst ein RF-Field-Bild eines transversalen Schnitts durch das Flaschenphantom. Figur 11 zeigt das entsprechende Vergleichsbild, welches mit dem erfindungsgemäßen Verfahren aufgezeichnet wurde. Figur 12 zeigt ein RF-Field-  
20 Bild eines sagittalen Schnitts durch das Flaschenphantom und Figur 13 das entsprechende, mit dem erfindungsgemäßen Verfahren aufgezeichnete Vergleichsbild. Bei den Auswertungen der Bilder ist zu berücksichtigen, dass die RF-Field-Bilder lediglich in der Lage sind, die Abweichung vom  $B_1$ -Sollwert betragsmäßig anzugeben, wogegen mit dem erfindungsgemäßen Verfahren absolute Abweichungswerte gemessen werden können.

Die RF-Field-Bilder zeigen eine Abweichung vom  $B_1$ -Sollwert um etwa 30 % im Zentrum und um etwa 25 % am seitlichen Rand der  
30 Flasche. Die mit dem neuen Verfahren aufgenommenen Phasenbilder liefern in guter Übereinstimmung damit einen Anregungsdrehwinkel von  $51^\circ$  im Zentrum, entsprechend einer Abweichung von + 28 %,  $33^\circ$  am rechten und linken Rand, entsprechend einer Abweichung von - 18 %, und  $31^\circ$  am oberen und unteren  
35 Rand, entsprechend einer Abweichung von 23 %. Diese Bilder zeigen eindeutig die gute Einsetzbarkeit des erfindungsgemäßen Verfahrens zur orts aufgelösten Messung des  $B_1$ -Feldes.

Figur 14 zeigt ein einfaches Prinzip-Blockschaltbild für ein Ausführungsbeispiel einer Magnetresonanzmesseinrichtung 1, mit der das erfindungsgemäße Verfahren durchführbar ist.

5 Kernstück dieser Magnetresonanz-Messeinrichtung 1 ist ein Tomograph 2, in welchem ein Proband 0 auf einer Liege in einem ringförmigen Grundfeldmagneten 13 positioniert wird. Innerhalb des Grundfeldmagneten 13 befindet sich eine Antenne 12 zur Aussendung der MR-Hochfrequenzpulse.

10

Es handelt sich hierbei um einen handelsüblichen Tomographen 2, welcher für das erfindungsgemäße Verfahren keine besonderen zusätzlichen Erfordernisse erfüllen muss. Angesteuert wird der Tomograph 2 von einer Steuereinrichtung 3, welche  
15 hier separat dargestellt ist. An die Steuereinrichtung 3 sind ein Terminal 4 sowie ein Massenspeicher 5 angeschlossen. Das Terminal 4 dient als Benutzerschnittstelle, über die ein Bediener die Steuereinrichtung 3 und damit den Tomographen 2 bedient. Der Massenspeicher 5 dient dazu, um beispielsweise  
20 mittels der Magnetresonanzmesseinrichtung aufgezeichnete Bilder zu speichern. Das Terminal 4 und der Speicher 5 sind über eine Schnittstelle 6 mit der Steuereinrichtung verbunden. Die Steuereinrichtung 3 ist wiederum über Schnittstellen 11, 10 mit dem Tomographen 2 verbunden. Sowohl die Steuereinrichtung 3 als auch das Terminal 4 und der Speicher 5 können auch in-  
25tegrativer Bestandteil des Tomographen 2 sein.

Es ist klar, dass die gesamte Magnetresonanz-Messeinrichtung 1 darüber hinaus auch alle weiteren üblichen Komponenten bzw.  
30 Merkmale aufweist, wie z. B. Schnittstellen zum Anschluss an ein Kommunikationsnetz, beispielsweise ein Bildinformationssystem (Picture Archiving and Communication System, PACS). Diese Komponenten sind jedoch der besseren Übersichtlichkeit wegen in Figur 14 nicht dargestellt.

35

Über das Terminal 4 und die Schnittstelle 6 kann der Bediener mit einer Ansteuereinheit 7 kommunizieren, welche über die

Schnittstelle 11 den Tomographen 2 ansteuert und beispielsweise für eine Aussendung der gewünschten Hochfrequenzpulse bzw. Hochfrequenzpuls-Sequenzen durch die Antenne 12 sorgt und die Gradienten in geeigneter Weise schaltet, um die gewünschten Messungen durchzuführen.

Über die Schnittstelle 10 werden die vom Tomographen 2 kommenden Messdaten akquiriert und in einer Signalauswerteeinheit 9 zu Bildern zusammengesetzt, welche dann beispielsweise über die Schnittstelle 6 auf dem Terminal 4 dargestellt und/oder im Speicher 5 hinterlegt werden.

Die erfindungsgemäße Magnetresonanz-Messeinrichtung 1 weist hier als Teil der Steuereinrichtung 3 eine Feldstärkenmeseinrichtung 8 auf. Diese Feldstärkenmeseinrichtung 8 sorgt nach entsprechendem Befehl durch das Terminal 4 und/oder vollautomatisch innerhalb eines Untersuchungsprogrammablaufs dafür, dass von der Ansteuereinheit 7 die erforderlichen Hochfrequenzpulse zur Messung des  $B_1$ -Feldes gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren über die Antenne 12 ausgesendet und die Gradienten passend geschaltet werden. Die dabei gemessenen Magnetresonanzsignale werden von der Signalauswerteeinheit 9 an die Feldstärkeeinrichtung 8 übergeben, welche gemäß dem vorbeschriebenen Verfahren die Daten auswertet und ein dreidimensionales Bild für die Verteilung der Feldstärke  $B_1$  innerhalb des Messvolumens, beispielsweise hier innerhalb eines Teils des Probanden O, wiedergibt. Diese Daten können dann an die Ansteuereinheit 7 übergeben werden, damit die ermittelten Werte bei weiteren Messungen berücksichtigt werden. Ebenso können diese Daten auch am Terminal 4 ausgegeben oder im Speicher 5 hinterlegt werden.

In der Regel sind die Feldstärkemesseinrichtung 8, die Signalauswerteeinheit 9 und die Ansteuereinheit 7 in Form von Softwaremodulen auf einem Prozessor der Steuereinrichtung 3 realisiert. Die rein softwaremäßige Realisierung hat den Vorteil, dass auch bereits bestehende Magnetresonanzeinrichtun-



gen durch ein entsprechendes Software-Upgrade nachgerüstet werden können, um gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren eine in-vivo-Messung der  $B_1$ -Feldstärkeverteilung durchführen zu können. Hierbei ist es auch möglich, dass die in Figur 14 als  
5 ein Block dargestellte Feldstärkemesseinrichtung 8 bzw. ein entsprechendes „Feldstärkemess-Modul“ aus mehreren Komponenten bzw. Unterrouتين besteht. Dabei können diese Unterrouتين auch bereits von anderen Komponenten der Steuereinrichtung 3 verwendet werden, d. h. es wird ggf. auch auf bereits  
10 bestehende Unterrouتين anderer Programmeinheiten zugegriffen, um den Aufwand bei der Implementierung des Feldstärkemess-Moduls so gering wie möglich zu halten.

Durch das erfindungsgemäße Verfahren wird eine sehr schnelle  
15 Methode zur Verfügung gestellt, um sowohl die Sendeprofile von Hochfrequenzspulen zu vermessen als auch das Hochfrequenzeindringverhalten in vivo zu untersuchen. Das Verfahren funktioniert zuverlässig bei Verwendung von Anregungsdrehwinkeln im Bereich von ca.  $20^\circ$  bis  $70^\circ$ , sogar bei relativ hohen  
20 Grundmagnetfeldern. Das Verfahren kann somit sowohl für den Herstellungsprozess als auch für die Qualitätskontrolle von Sendespulen eingesetzt werden.

Darüber hinaus eignet es sich hervorragend für die Optimierung der patientenabhängigen Justage des  $B_1$ -Feldes in einem definierten räumlichen Bereich innerhalb eines Probanden.  
25 Vorzugsweise wird zu Beginn einer Messung eine nichtauflösende allgemeine Transmitterjustage - d. h. eine  $B_1$ -Grundjustage nach den herkömmlichen Verfahren - durchgeführt, um den angestrebten mittleren Anregungsdrehwinkel a priori einstellen zu können.  
30

Es kann dann vor Beginn der Messung zusätzlich eine dreidimensionale  $B_1$ -Aufnahme mit dem erfindungsgemäßen Verfahren  
35 durchgeführt werden und so der verwendete Flipwinkel innerhalb eines bestimmten interessierenden Volumens optimiert werden.

Prinzipiell ist es auch möglich, mit einem solchen dreidimensional vermessenen  $B_1$ -Feld das Spulen-Array der Sendeantenne abzustimmen, sofern eine solche Funktion durch das Spulen-Array selber vorgesehen ist (Hochfrequenz-Shimmen).

5

Da davon auszugehen ist, dass die Verteilung des  $B_1$ -Feldes und die Verteilung der in den Körper applizierten Wärmeenergie (Specific Absorption Ratio, SAR) zumindest einen bestimmten Zusammenhang aufweisen, können die mittels des Verfahrens gemessenen orts aufgelösten  $B_1$ -Verteilungen auch dazu verwendet werden, um Rückschlüsse auf die Wärmeverteilung im Körper des Probanden zu ziehen, um auch in diese Richtung eine Optimierung der Messung durchzuführen.

10

Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei dem vorhergehend detailliert beschriebenen Verfahren sowie bei der dargestellten Magnetresonanz-Messeinrichtung lediglich um Ausführungsbeispiele handelt, welche vom Fachmann in verschiedenster Weise modifiziert werden können, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen. Insbesondere können anstelle des konkret beschriebenen rechteckigen Anregungspulses auch andere Formen von Anregungspulsen oder Sequenzen von Anregungspulsen verwendet werden. Ein Beispiel wäre die Verwendung eines ersten Pulses mit einer bestimmten Phasenlage und eines davon getrennten zweiten Pulses mit einer zum ersten Puls verschobenen Phasenlage sowie einem darauffolgenden dritten Puls, welcher die gleiche Phasenlage wie der erste Puls aufweist, um eine Zuordnung zwischen dem Anregungsflipwinkel und der Phasenlage der Transversalmagnetisierung zu erzeugen. Dementsprechend muss dann die Auswertung der gemessenen Magnetresonanzsignale angepasst werden.

15

20

25

30

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung der Feldstärke von Hochfrequenzpuls-  
5 pulsen, welche bei einer Magnetresonanz-Messung von einer Antenne (12) einer Magnetresonanz-Messeinrichtung (1) ausgesendet werden, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass ein durch einen bestimmten Hochfrequenzpuls ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder eine bestimmte Hochfrequenzpuls-Sequenz angeregtes Magnetresonanzsignal gemessen und dabei eine Phasenlage des Magnetresonanzsignals ermittelt wird und auf Basis dieser Phasenlage die Feldstärke ermittelt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1,  
15 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das Magnetresonanzsignal innerhalb eines Messvolumens orts aufgelöst angeregt und/oder gemessen wird und dabei eine ortsabhängige Phasenlage des Magnetresonanzsignals ermittelt wird, anhand der schließlich die Feldstärke in Abhängigkeit vom jeweiligen Ort innerhalb des Messvolumens ermittelt wird.

20

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass anhand der Phasenlage zunächst ein aufgrund eines anregenden Hochfrequenzpulses ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder einer Hochfrequenzpuls-Sequenz  
25 erreichter Flipwinkel ( $\alpha$ ) ermittelt wird und auf Basis des Flipwinkels ( $\alpha$ ) die Feldstärke ermittelt wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass zur Messung des Magnetresonanzsignals ein Gradientenecho-Verfahren  
30 verwendet wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass zur Anregung des Magnetresonanzsignals ein phasenmodulierter Hochfrequenzpuls ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder eine phasenmodulierte Hochfrequenzpuls-Sequenz verwendet wird.

35

6. Verfahren nach Anspruch 5,  
dadurch gekennzeichnet, dass zur Anregung des Magnetresonanzsignals ein phasenmodulierter Rechteckpuls ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) verwendet wird.

5

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6,  
dadurch gekennzeichnet, dass zur Ermittlung der Feldstärke in separaten Messungen durch Hochfrequenzpulse ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder Hochfrequenzpuls-Sequenzen angeregte Magnetresonanzsignale gemessen werden und dabei jeweils die Phasenlagen ermittelt werden und aus den bei den jeweiligen Messungen erhaltenen Phasenlagen eine Phasendifferenz bestimmt wird, anhand derer die Feldstärke ermittelt wird.

10

8. Verfahren nach Anspruch 7,  
dadurch gekennzeichnet, dass bei den Messungen bis auf eine Verwendung unterschiedlicher Hochfrequenzpulse ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder Hochfrequenzpuls-Sequenzen ein identisches Messverfahren angewendet wird.

20

9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8,  
dadurch gekennzeichnet, dass zur Anregung des Magnetresonanzsignals bei einer der Messungen ein Hochfrequenzpuls ( $HF_1$ ) oder eine Hochfrequenzpuls-Sequenz verwendet wird, welche mit einer bestimmten Phase beginnt und wobei die Phase nach einer bestimmten Zeitspanne um einen bestimmten Wert in eine bestimmte Richtung verschoben wird, und bei einer anderen der Messungen ein Hochfrequenzpuls ( $HF_2$ ) oder eine Hochfrequenzpuls-Sequenz verwendet wird, welche mit der gleichen Phase beginnt und wobei die Phase nach der gleichen Zeitspanne um den gleichen Wert jedoch in die entgegengesetzte Richtung verschoben wird.

25

30

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9,  
dadurch gekennzeichnet, dass zur Anregung des Magnetresonanzsignals ein kurzer intensiver Hochfre-

35

quenzpuls ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder eine Sequenz von kurzen intensiven Hochfrequenzpulsen verwendet wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10,

5 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass bei einer ortsabhängigen Ermittlung der Feldstärke ortsabhängige Inhomogenitäten eines Grundmagnetfelds ( $B_0$ ) berücksichtigt werden.

10 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass bei einer ortsabhängigen Ermittlung der Feldstärke für eine Gruppe von benachbarten Voxeln die anhand der gemessenen Magnetresonanzsignale für die einzelnen Voxel ermittelten Phasenlagen und/oder Phasendifferenzen zu einer gemeinsamen Phasenlage bzw. Phasendifferenz kombiniert werden und/oder ein gemeinsamer Wert für die Feldstärke innerhalb der Voxelgruppe ermittelt wird.

20 13. Verfahren nach Anspruch 12,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die für die einzelnen Voxel ermittelten Phasenlagen und/oder Phasendifferenzen bei der Kombination auf Basis der Amplitude des jeweiligen Magnetresonanzsignals gewichtet werden.

25

14. Verfahren zur Justage der Feldstärke von Hochfrequenzpulsen, welche bei einer Magnetresonanz-Messung von einer Antenne einer Magnetresonanz-Messeinrichtung ausgesendet werden, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Feldstärke dabei in einem bestimmten Volumenbereich eines Untersuchungsobjekts optimiert wird.

30

15. Verfahren nach Anspruch 14,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass zur Optimierung der Feldstärke in einem bestimmten Volumenbereich die Feldstärke mit einem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13 bestimmt wird.

35

16. Magnetresonanz-Messeinrichtung (1) mit einer Antenne (12) zur Aussendung von Hochfrequenzpulsen und mit Mitteln, um ein durch einen Hochfrequenzpuls oder eine Hochfrequenzpuls-Sequenz angeregtes Magnetresonanzsignal zu messen,

5 g e k e n n z e i c h n e t d u r c h eine Feldstärke-messeinrichtung (8), welche zur Ermittlung der Feldstärke eines von der Antenne (12) ausgesendeten Hochfrequenzpulses die Aussendung eines bestimmten Hochfrequenzpulses ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder einer bestimmten Hochfrequenzpuls-Sequenz veranlasst und  
10 die Phasenlage eines davon angeregten, gemessenen Magnetresonanzsignals ermittelt und auf Basis dieser Phasenlage die Feldstärke ermittelt.

17. Computerprogrammprodukt mit Programmcode-Mitteln, um alle  
15 Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 15 auszuführen, wenn das Programm in einer rechnergestützten Steuereinrichtung (3) einer Magnetresonanz-Messeinrichtung (1) ausgeführt wird.

## Zusammenfassung

Verfahren zur Bestimmung der  $B_1$ -Feldstärke bei MR-Messungen

- 5 Es wird ein Verfahren zur Bestimmung der Feldstärke von Hochfrequenzpulsen beschrieben, welche bei einer Magnetresonanz-Messung von einer Antenne (12) einer Magnetresonanz-Messeinrichtung (1) ausgesendet werden. Dabei wird ein durch einen bestimmten Hochfrequenzpuls ( $HF_1$ ,  $HF_2$ ) oder eine bestimmte
- 10 Hochfrequenzpuls-Sequenz angeregtes Magnetresonanzsignal gemessen und dabei eine Phasenlage des Magnetresonanzsignals ermittelt. Auf Basis dieser Phasenlage wird dann die Feldstärke ermittelt. Darüber hinaus wird eine entsprechende Magnetresonanz-Messeinrichtung beschrieben.

15

Figur 14

FIG 1

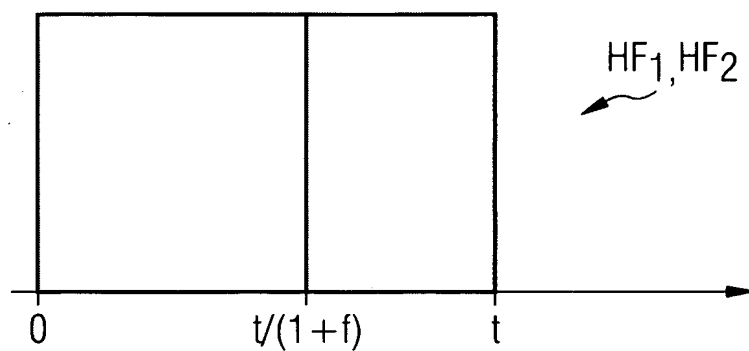


FIG 2

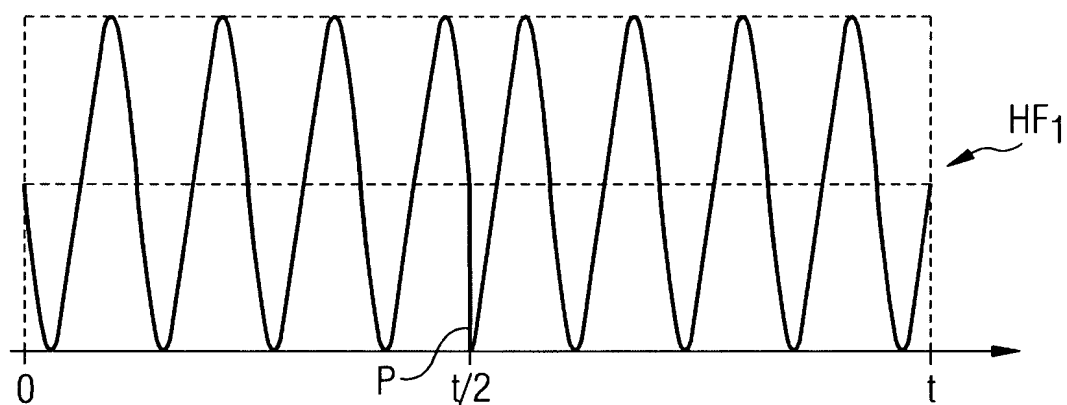


FIG 3

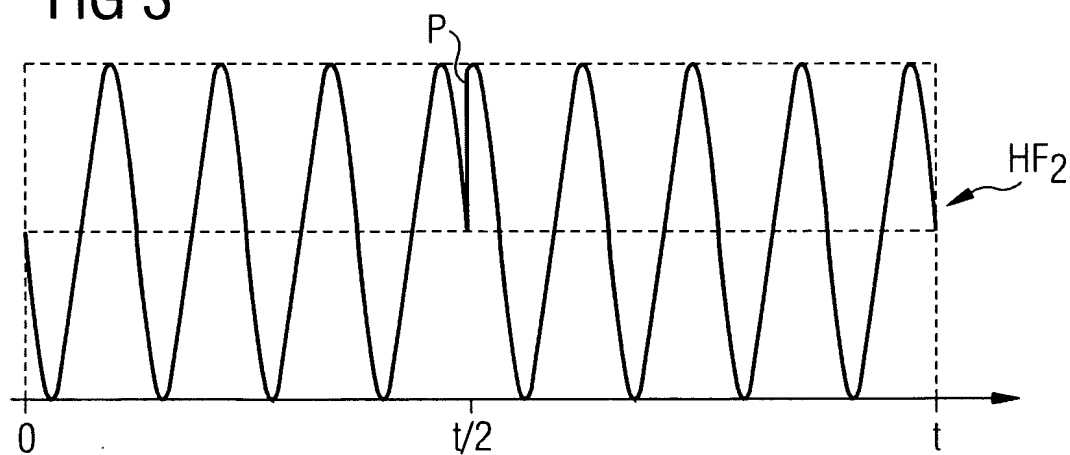




FIG 4A

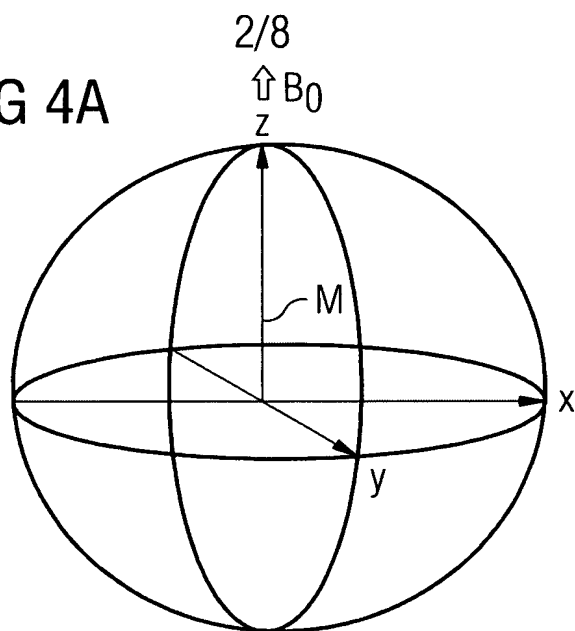


FIG 4B

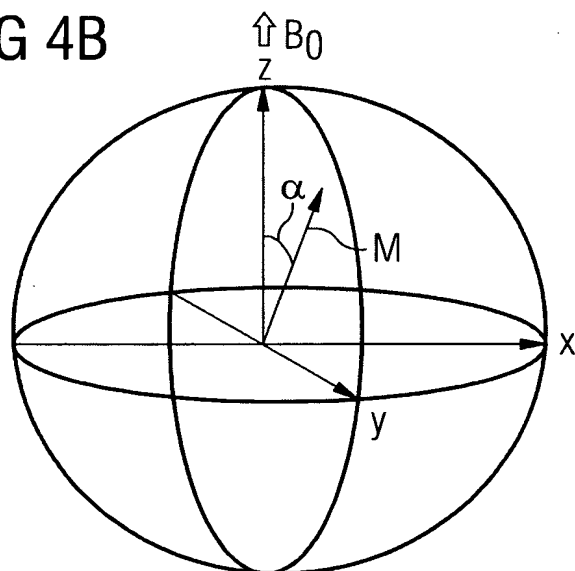


FIG 4C

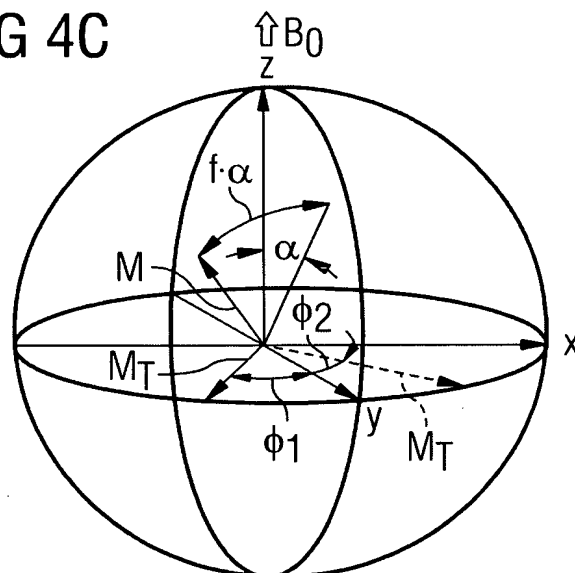


FIG 5

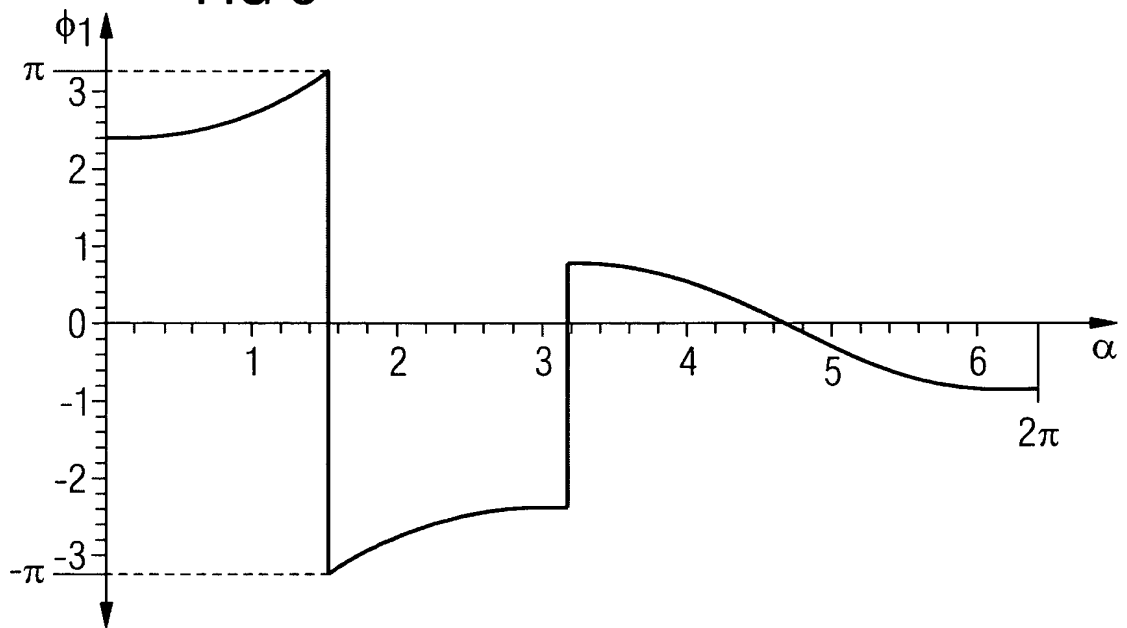


FIG 6

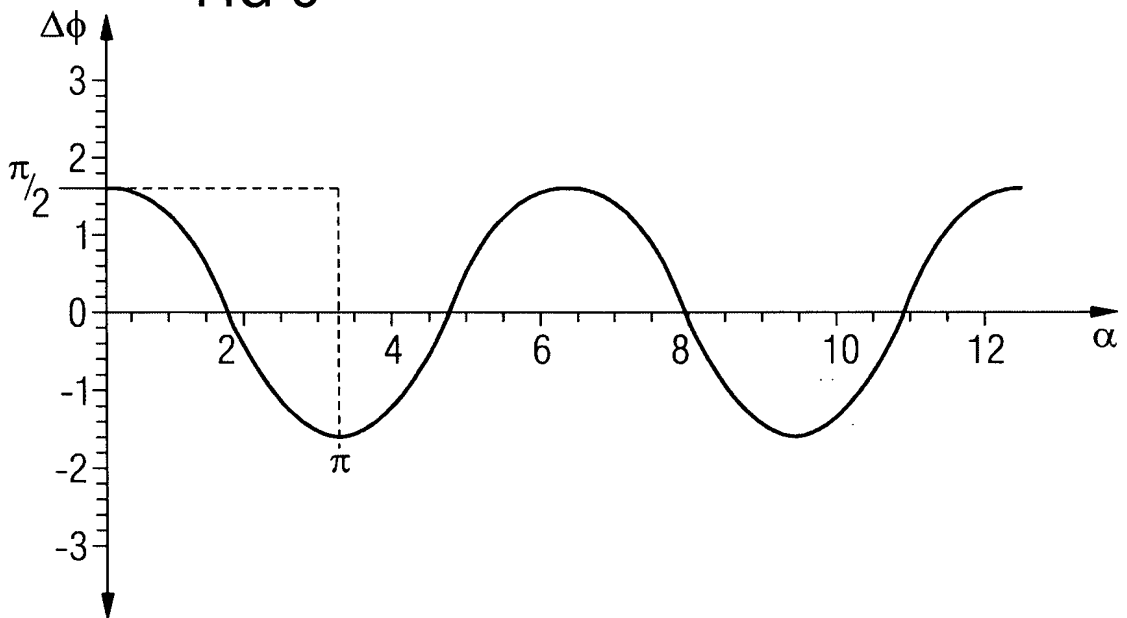


FIG 7

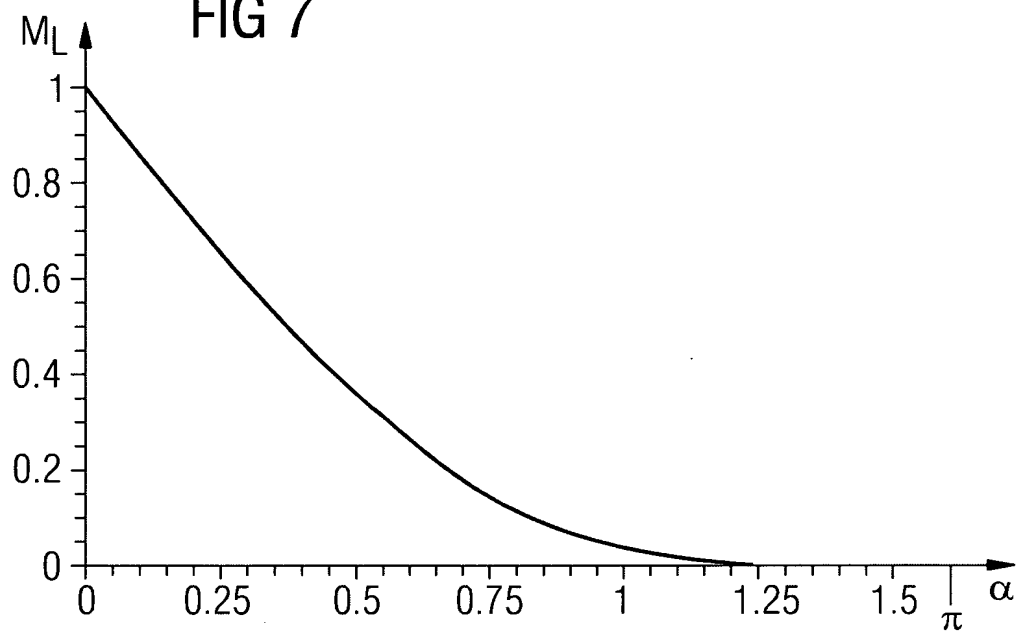


FIG 8

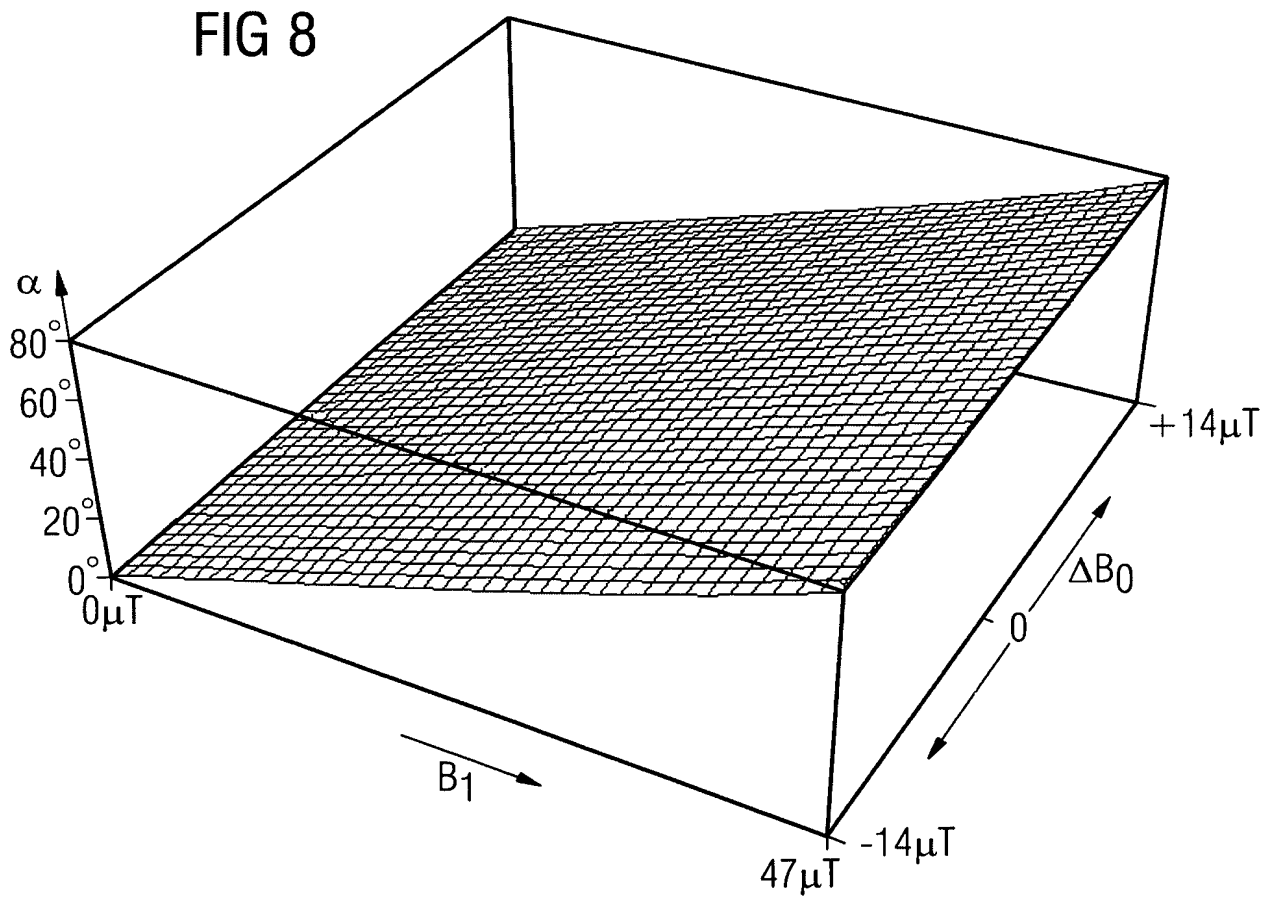


FIG 9

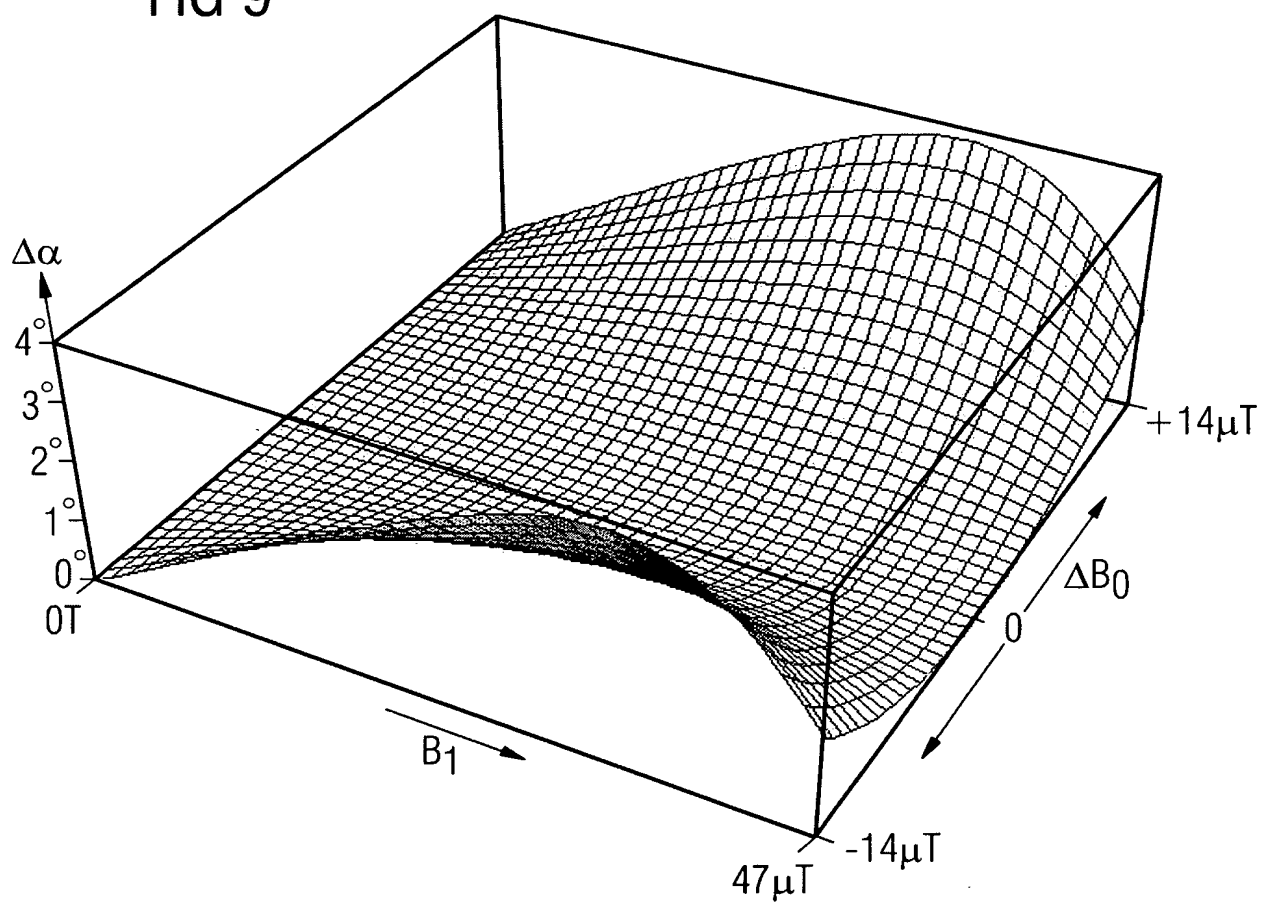


FIG 10

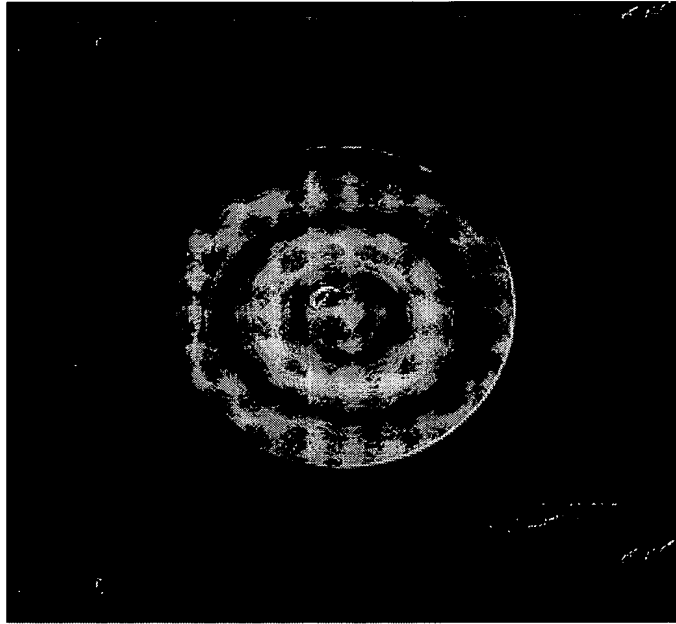
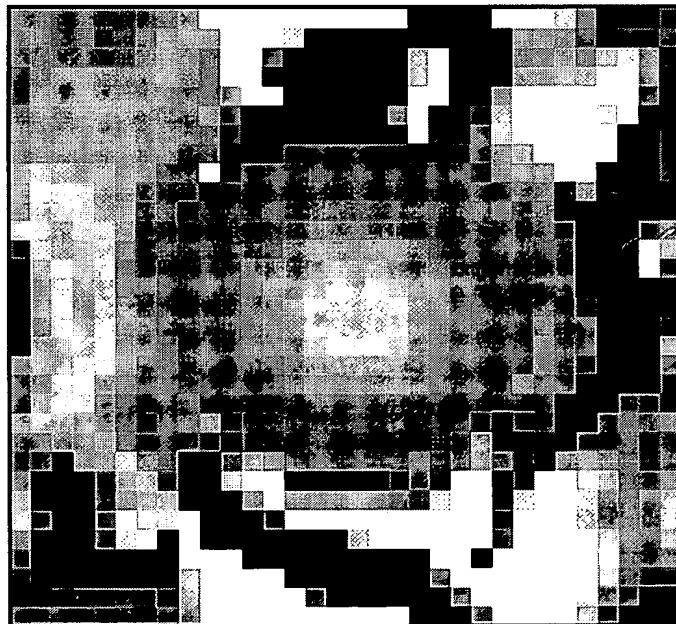


FIG 11



BEST AVAILABLE COPY

FIG 12

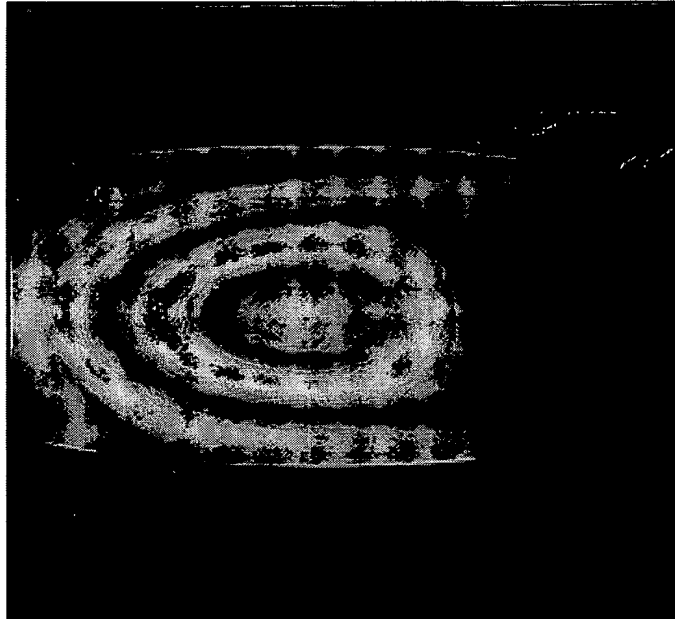
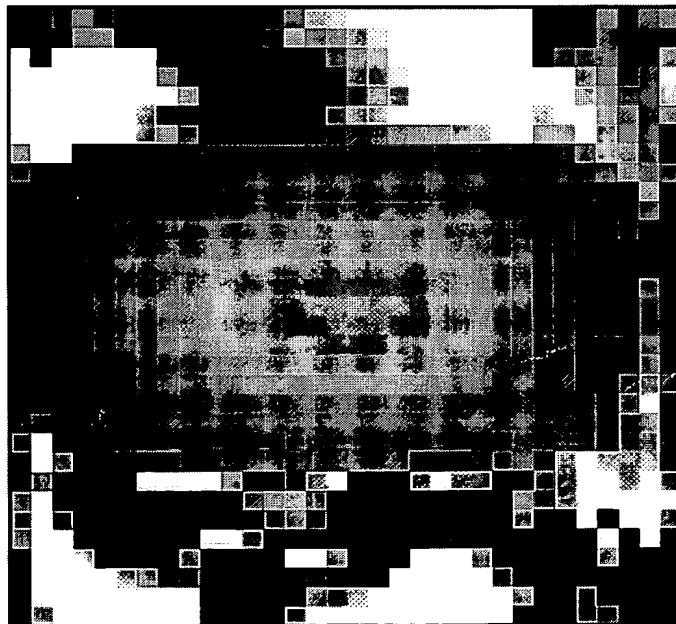


FIG 13



BEST AVAILABLE COPY

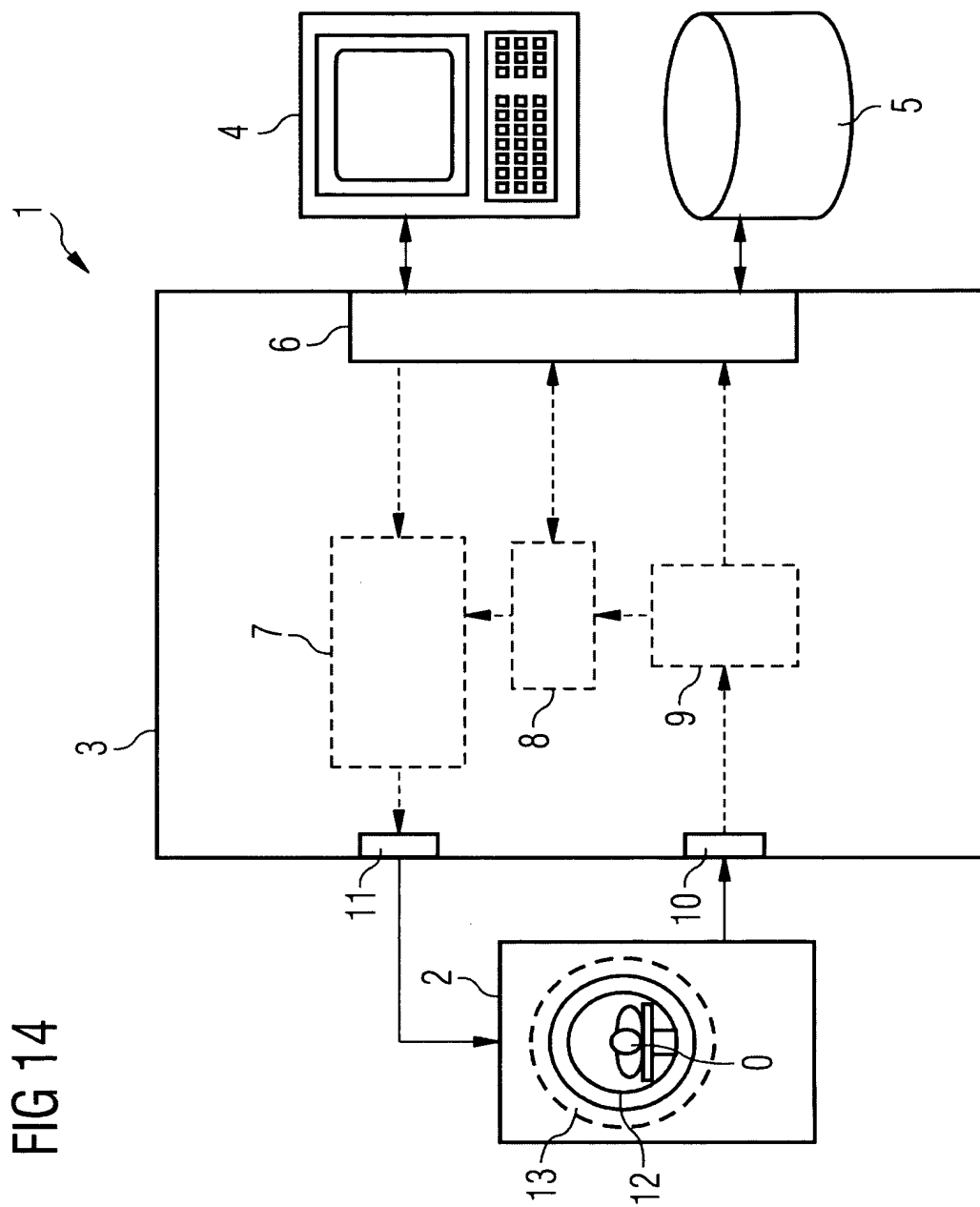


FIG 14